

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 2000300555  
PUBLICATION DATE : 31-10-00

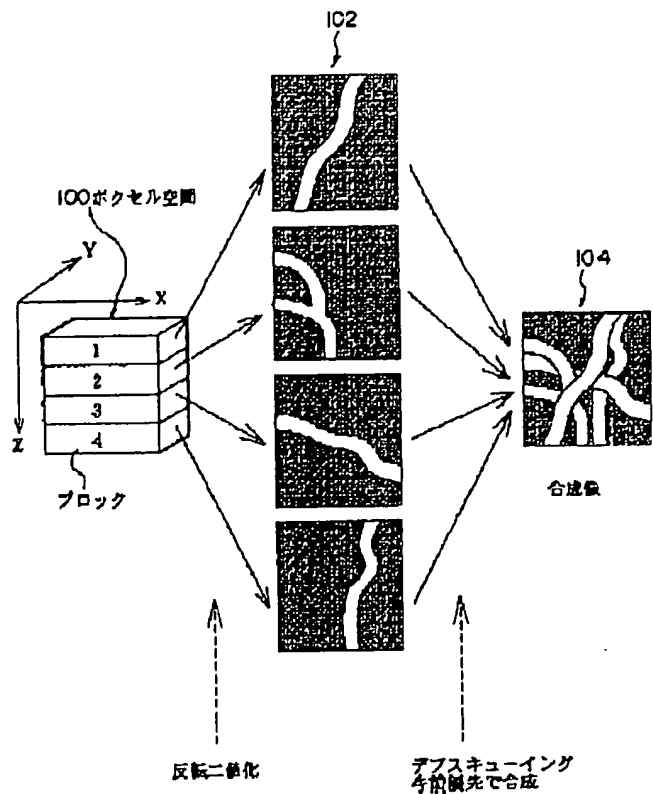
APPLICATION DATE : 16-04-99  
APPLICATION NUMBER : 11109400

APPLICANT : ALOKA CO LTD;

INVENTOR : KASAHARA EIJI;

INT.CL. : A61B 8/00 G01S 15/89 G06T 1/00  
H04N 7/18

TITLE : ULTRASONIC IMAGE PROCESSING  
DEVICE



ABSTRACT : PROBLEM TO BE SOLVED: To form an ultrasonic image by which a blood running condition in its vessel can be expressed in a three-dimensional manner.

SOLUTION: A voxel space 100 is sliced into a plurality of blocks to execute a predetermined operation for each block. An intermediate image 102 is generated to show a blood vessel only for each block. The intermedium images 102 are superposed giving priority to the ones closer to a viewpoint side while being weighed by a depth queuing method. By doing this, a superposed image 104 is formed. By matching a vision with the direction of an ultrasonic beam, the processing becomes faster, and in this case, an inversely binarizing or a depth queuing processing can be executed for each unit of vision.

COPYRIGHT: (C)2000,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

## (12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開2000-300555

(P2000-300555A)

(43) 公開日 平成12年10月31日 (2000. 10. 31)

(51) Int.Cl.<sup>7</sup>

識別記号

F I

テ-マ-コ-ト\* (参考)

A 6 1 B 8/00

A 6 1 B 8/00

4 C 3 0 1

G 0 1 S 15/89

H 0 4 N 7/18

Q 5 B 0 5 7

G 0 6 T 1/00

G 0 1 S 15/89

B 5 C 0 5 4

H 0 4 N 7/18

G 0 6 F 15/62

3 9 0 D 5 J 0 8 3

審査請求 未請求 請求項の数10 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号

特願平11-109400

(22) 出願日

平成11年4月16日 (1999. 4. 16)

(71) 出願人 390029791

アロカ株式会社

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号

(72) 発明者 笠原 英司

東京都三鷹市牟礼6丁目22番1号 アロカ

株式会社内

(74) 代理人 100075258

弁理士 吉田 研二 (外2名)

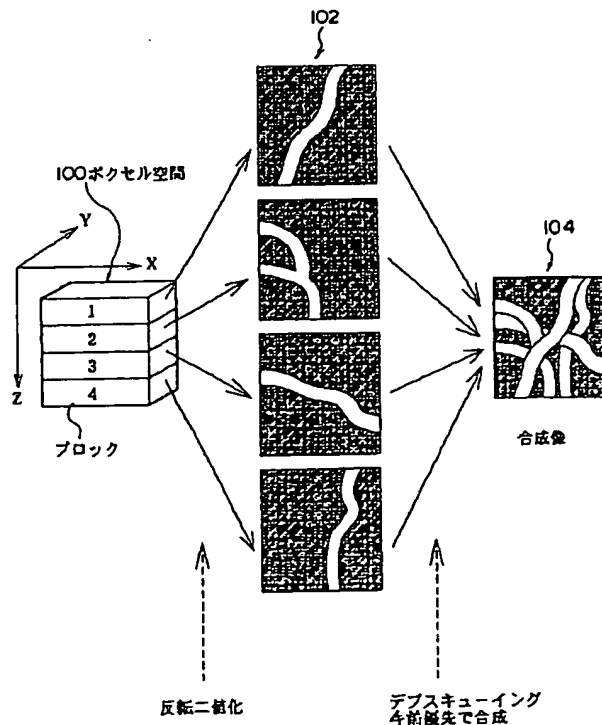
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波画像処理装置

(57) 【要約】

【課題】 血管の走行状態を三次元的に表現できる超音波画像を形成する。

【解決手段】 ボクセル空間100が複数のブロックにスライスされ、各ブロックごとに所定の演算が実行される。そして各ブロックごとに血管のみを表す中間画像102が生成され、それらの中間画像102がデプスキューイング法によって重み付けをされつつ視点側に近い方を優先させて合成される。これにより合成像104が形成される。視線と超音波ビームの方向を一致させればより迅速な処理を行え、その場合において各視線単位で反転二値化やデプスキューイング処理などを行うことができる。



BEST AVAILABLE COPY

## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 データ取込空間に対して複数の視線を設定し、各視線ごとに画素値を決定する超音波画像処理装置において、

前記データ取込空間を視点側から複数のブロックにスライスすることによって各視線を複数の区間に分割する分割手段と、

前記各視線ごとに区間単位で所定のデータ演算を実行する手段であって、視点側から見て最初に組織抽出条件を満たす演算結果が得られた区間を可視化区間として判定する組織抽出手段と、

前記可視化区間の深さに応じて当該視線の画素値を決定し、これにより超音波画像を構成する合成手段と、を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項2】 請求項1記載の装置において、前記組織抽出手段は、

各区間ごとに区間内データに対して所定の演算を行う演算手段と、

前記演算手段の演算結果に対して二値化処理を行う二値化処理手段と、

前記二値化後の値に基づいて当該区間が可視化区間であるか否かを判定する判定手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項3】 請求項2記載の装置において、

前記演算手段は、ボリュームレンダリング法に従った演算を実行することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項4】 請求項2記載の装置において、

前記演算手段は、積算法に従った演算を実行することを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項5】 請求項2記載の装置において、

前記二値化処理ではしきい値を基準としてデータの反転二値化が実行されることを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項6】 請求項5記載の装置において、

前記しきい値を可変設定するための手段を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項7】 請求項1記載の装置において、

前記ブロックの深さ幅を可変設定するための手段を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項8】 データ取込空間を視点側から複数のブロックにスライスし、各ブロックごとに中間画像を形成する中間画像生成手段と、

前記各中間画像に対して視点側からの順番に応じて重み付けを行いつつ各中間画像を所定条件に従って合成する合成手段と、

前記合成後の超音波画像を表示する表示手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項9】 請求項8記載の装置において、

前記中間画像生成手段は、

前記複数のブロックを貫通する各視線ごとに所定のデー

タ演算を行う演算手段と、

前記演算手段の演算結果を所定のしきい値を利用して反転二値化して中間画像を生成する二値化手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【請求項10】 請求項9記載の装置において、

前記合成手段は、

前記二値化後の中間画像に対して、視点からの深さに応じて視線単位で重み付けを行う重み付け手段と、

前記各視線ごとに前記複数の中間画像の中で最も大きな重み付け値を抽出し、それを各視線の画素値とする画素値決定手段と、

を含むことを特徴とする超音波画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は超音波画像処理装置に関し、特に三次元的な表現をもった超音波画像を形成する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】生体内の三次元領域に対して超音波の送受波を行い、これにより得られた三次元エコーデータに基づいて三次元画像を形成する装置が実用化されている。そのような装置においては、例えば、三次元領域の一方側に仮想的な視点が設定され、他方側には仮想的なスクリーンが設定され、視点から出る各視線に沿ってエコーデータを順次積算し、その積算値をスクリーン上の画素値とする処理が実行される。これは積算法に従った処理である。また、特開平10-33538号公報などに記載された装置では、ボリュームレンダリング法を基礎として各超音波ビーム上で取得されたエコーデータ列に沿って各エコーデータを順次参照し、所定の透過光量を順次演算することにより、最終的な出力光量すなわち画素値が演算されている。

【0003】いずれにしても従来の三次元画像処理方法においては、基本的に三次元領域の全体が一括して処理範囲とされ、各視線ごとに所定の演算終了条件が満たされるまで各エコーデータに対する逐次演算が実行される。

【0004】

【発明が解決しようとする課題】ところで、生体内に存在する血管を抽出して三次元的に表示するような場合、血流のドプラ情報（速度情報）を利用して三次元的な画像を形成することもできる。しかし、ドプラ情報の精度を確保するため、どうしても1方向当たり複数回の送受信が必要とされ、従って画像構築に当たって時間がかかり過ぎるという問題がある。その一方、エコーデータのレベルを基準として血管の状態を三次元表示することも可能であるが、上記の積算法やボリュームレンダリング法を単に適用すると、三次元領域の全体を処理対象となるため、血管よりも実組織の情報が支配的になってしまふという問題がある。例えば、血管と実組織のエコー

強度にあまり差がない状況において、図1(A)に示すように、三次元データ取込用探触子8を利用して、三次元エコーデータを取り込む場合に、ビーム方向Bに沿って積算やボリュームレンダリング法に基づく演算を行うと、同図(B)に示すように演算結果において血管10と実組織12との間の差Dは極めて少なくなる。その結果、それを画像化しても三次元空間内に存在する血管の走向状態を明瞭に表現することは困難である。

【0005】本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、周囲組織との輝度差が少ない組織（例えば肝臓内の血管）を明瞭に画像表現することにある。

【0006】

【課題を解決するための手段】(1)上記目的を達成するために、本発明は、データ取込空間に対して複数の視線を設定し、各視線ごとに画素値を決定する超音波画像処理装置において、前記データ取込空間を視点側から複数のブロックにスライスすることによって各視線を複数の区間に分割する分割手段と、前記各視線ごとに区間単位で所定のデータ演算を実行する手段であって、視点側から見て最初に組織抽出条件を満たす演算結果が得られた区間を可視化区間として判定する組織抽出手段と、前記可視化区間の深さに応じて当該視線の画素値を決定し、これにより超音波画像を構成する合成手段と、を含むことを特徴とする。

【0007】上記構成によれば、三次元空間としてのデータ取込空間が複数のブロックにスライスされ、各ブロック単位で処理が実行される。具体的には、各ブロックにおける視線区分ごとにエコーデータに対する所定演算が実行され、その演算は、基本的に各視線ごとに所定の組織抽出条件を満足する区間（可視化区間）が発見されるまで実行される。

【0008】例えば、最初の区間から演算を行っていき、所定番目の区間において組織抽出条件が満足されれば当該区間が可視化区間とされ、同じ視線上におけるそれ以降の区間に対する演算を省略可能である。ここで、最終の区間まで演算を進行しても組織抽出条件が満足されなければ、当該視線については可視化区間がないものとして取り扱ってもよく、あるいは適当な条件の下で画素値を割り当ててもよい。

【0009】各視線ごとに可視化区間が特定されると、各視線に対して、各可視化区間の視点からの深さに応じて画素値が割り当てられる。例えば、浅い位置に可視化区間がある視線に対してはより大きな輝度が付与され、深い位置に可視化区間がある視線に対してはより小さい輝度が付与される。このようなデプスキューイング手法によれば、生体内の組織を濃淡をもって立体的に表現できる。

【0010】本発明によれば、視点から見てより手前にある組織を優先させて、強調表現できるので、例えば血

管の走行状態を明瞭に表現することが可能となる。特に、組織間の輝度差が小さいような場合にも、積算法やボリュームレンダリング法などに基づいてブロックごとに（区分ごとに）エコーデータを統合評価できるので、輝度差をより確実に弁別可能である。また、データ取込空間の全体（視線の全体）にわたってエコーデータを統合して一律に評価するのではないため、ある組織中に特定組織が埋没してしまうような問題も解消可能である。

【0011】なお、視線を任意の位置に設定できるように構成してもよいが、超音波ビーム方向と視線とを一致させれば、エコーデータの時系列順でそのまま上記処理を適用できるという利点を得られる。よって、リアルタイム表示が可能となる。

【0012】望ましくは、前記組織抽出手段は、各区間ごとに区間内データに対して所定の演算を行う演算手段と、前記演算手段の演算結果に対して二値化処理を行う二値化処理手段と、前記二値化後の値に基づいて当該区間が可視化区間であるか否かを判定する判定手段と、を含む。

【0013】上記構成によれば、しきい値による弁別によって演算結果が評価される。すなわち、目的とする組織か否かの判別が行える。

【0014】望ましくは、前記演算手段は、ボリュームレンダリング法に従った演算を実行する。また望ましくは、前記演算手段は、積算法に従った演算を実行する。望ましくは、前記二値化処理ではしきい値を基準としてデータの反転二値化が実行される。例えば、臓器中の血管を抽出するような場合、血管エコーは臓器エコーよりも小さいとされ、反転二値化処理を行うのが望ましい。すなわち、輝度差を利用してその小さい方を抽出するものである。

【0015】望ましくは、前記しきい値を可変設定するための手段を含む。このしきい値可変によれば、抽出対象を自在に設定可能である。また体質や観察部位に応じて適切な観測条件を設定可能である。

【0016】望ましくは、前記ブロックの深さ幅を可変設定するための手段を含む。ブロックの深さ幅は、実験によれば、血管を表現する場合例えば10～20データに設定するのが望ましいが、観察対象などに応じて適宜変更できるように構成するのがさらに望ましい。

【0017】(2)また上記目的を達成するために本発明は、データ取込空間を視点側から複数のブロックにスライスし、各ブロックごとに中間画像を形成する中間画像生成手段と、前記各中間画像に対して視点側からの順番に応じて重み付けを行いつつ所定条件に従って合成する合成手段と、前記合成後の超音波画像を表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。

【0018】上記構成によれば、データ取込空間を一括して画像化するのではなく、各ブロック内の組織構造をより顕在化させるために、各ブロックごとに中間画像が

形成され、それらが深さに応じた重み付けを前提として合成される。

【0019】望ましくは、前記中間画像生成手段は、前記複数のブロックを貫通する各視線ごとに所定のデータ演算を行う演算手段と、前記演算手段の演算結果を所定のしきい値を利用して反転二値化して中間画像を生成する二値化手段と、を含む。

【0020】望ましくは、前記合成手段は、前記二値化後の中間画像に対して、視点からの深さに応じて視線ごとに重み付けを行う重み付け手段と、前記各視線ごとに前記複数の中間画像の中で最も大きな重み付け値を抽出し、それを各視線の画素値とする画素値決定手段と、を含む。

【0021】

【発明の実施の形態】以下、本発明の好適な実施形態を図面に基いて説明する。

【0022】図2及び図3には、本実施形態に係る画像処理方法の基本原則が示されている。本実施形態においては、図3に示されるように、ボクセル空間100が複数のブロックによってスライスされる。ここで、各ブロックは視点から出る複数の視線を貫通するように設定される。ボクセル空間100は、三次元エコーデータ取込用探触子によって形成される空間であり、すなわち超音波ビームを三次元的に走査して構成される三次元空間である。本実施形態においては、後述のようにアレイ振動子を電子走査することによって走査面が形成され、その走査面をそれと直交する方向に機械的に移動させることによってボクセル空間100が構成される。つまり、ボクセル空間100は三次元空間内で取り込まれた三次元エコーデータによって構成される空間である。

【0023】ちなみに、図3において、X方向は電子走査方向に相当しており、Y方向は走査面を移動させる機械走査方向に相当しており、Z方向は超音波ビーム方向すなわち深さ方向に相当している。視線方向をビーム方向に一致させれば、後に詳述するようにリアルタイムでの画像処理が可能になる。もちろん、超音波ビームの方向とは別に任意に視点の設定ができるようにしてもよい。いずれにしても、視点側からの各視線に対して交差するように複数のブロックが定義される。

【0024】図2(A)には、ボクセル空間100における特定の走査面が示されている。ここで、その走査面はBモード画像に相当するものである。

【0025】上述のようにボクセル空間100は複数のブロックによって区分され、その結果、各視線は複数の区間に分割されることになる。本実施形態においてはビーム方向と視線方向が一致しており、具体的には特定のビームBが複数の区間Wによって分割される。そして、各区間Wごとに所定の演算が実行される。

【0026】ここで、その演算は、特開平10-33538号公報などに記載されたボリュームレンダリング法

に基づく演算あるいは積算演算であるのが望ましい。すなわち、各区間内において視点側から順次エコーデータを参照して行き、区間内の全てのエコーデータを統合して演算結果を求める手法である。もちろん、演算手法としては各種のものを適用可能である。

【0027】図2(B)には、各ブロックについての演算結果が示されている。(B1)がブロック1における演算結果を示しており、以下同様に、(B2)、(B3)、(B4)はそれぞれブロック2、ブロック3、ブロック4の演算結果を示している。この(B)に示されるように、例えば血管10を包含するブロック2においては、その血管部分と実組織12との間において演算結果が大きく開いている。すなわち血管の弁別をよりの確に行えることが理解される。ここで、(B2)に示す符号Dは実組織12と血管10との演算結果の差を表している。従来においては、ブロックあるいは区間といった概念が存在しないため、視線全体にわたってボリュームレンダリングや積算を行っており、このため相対的に血管部位のエコーデータが低く評価されてしまっていたが、本実施形態によれば、(B2)に示すようにブロックという演算範囲の細分化によって、局所的に存在する注目組織をより忠実に認識することが可能となる。

【0028】本実施形態においては、各区間の演算結果に対しては所定のしきい値による反転二値化処理が実行されており、しきい値を超える演算結果は最低輝度に変換され、一方、しきい値を超えない演算結果は最高輝度に変換される。その結果、図2に示す例では、血管が存在する部位に対して最高輝度が付与されることになる。

【0029】上述した判定二値化処理が各ブロックに対して実行されると、図3に示されるように、各ブロックごとに反転二値化後の中間画像102が生成されることになる。すなわち、その中間画像102はそれぞれのブロック内に含まれる血管を表す画像として位置づけられる。本実施形態においては、それらの中間画像102に対して視点から各ブロックを見たときの深さに応じた重み付け処理すなわちデプスキューイング処理が実行され、それと共に、視点側から見て手前に存在する重付け値を選択しつつ複数の中間画像の合成処理が実行される。その結果合成像104が取得される。

【0030】したがって、合成像104においては、血管が存在するブロックの深さに応じた濃度値が割り当てられることになり、三次元的に走行する複数の血管が立体的に濃淡表現されることになる。ここにおいて、合成像の作成に当たっては手前優先による合成が行われているため、奥側に存在する血管は基本的に消去される。この場合、そのような消去対象となる部分についてはあらかじめ演算を省略させることも可能である。

【0031】以上のように、本実施形態によれば、視点側から見て手前に存在する血管をより優先させつつ三次元内に存在する血管を立体的に濃淡表現できるので、疾

病診断にあたって有益な情報を提供できるという利点がある。上記の例においては血管が表現されていたが、もちろん悪性腫瘍などを三次元表示する場合においても上述の手法を適用可能である。また、合成像104にあたっては白黒濃淡表示も可能であるが例えば着色を施すようにしてもよい。いずれにおいても本実施形態によれば各ブロックごとに注目組織の抽出を行いつつ最終的に立体表現を行えるので、エコー強度の差が小さいような組織間においてもその差を強調して表現できるという利点がある。

【0032】図4には、本実施形態に係る超音波画像処理装置の好適な実施形態がブロック図として示されている。この超音波画像処理装置は超音波診断装置である。

【0033】三次元エコーデータ取込用探触子8は例えば生体表面に当接して用いられる探触子である。探触子内部にはアレイ振動子とそのアレイ振動子を機械的に走査する機構とが設けられている。アレイ振動子を構成する複数の振動素子を電子走査することにより超音波ビームが電子走査され、さらにそのアレイ振動子を機械走査させれば、結果として上述したボクセル空間100を形成可能である。複数の診断素子が2次元的に配列された2Dアレイ振動子を利用することも可能である。また他の探触子を利用してもよい。

【0034】送受信部14は、三次元エコーデータ取込用探触子8に対して送信信号を供給すると共に、その三次元エコーデータ取込用探触子8から出力される受信信号を処理する回路である。送受信部14によって送信ビーム及び受信ビームが形成される。ビームの走査及びフォーカスは走査制御部16によって制御されている。

【0035】画像形成部18は、図2及び図3に示した手法によって超音波三次元画像を形成する回路である。この画像形成部18は専用のハードウェアとして構成してもよいが例えばコンピュータなどの装置によって構成することもできる。しきい値設定器20は、図2に示したしきい値をユーザーにより可変設定するための装置であり、ブロック幅設定器22はスライスするブロックの深さ幅（視線方向の幅）をユーザーにより可変設定するための装置である。それらの設定器20、22は例えばキーボードやトラックボールなどの入力装置で構成される。表示部24は例えばCRTなどのディスプレイで構成される。

【0036】図7には、画像形成部18における処理内容がフローチャートとして示されている。ちなみに、図4に示す画像形成部18においては、図2及び図3に示した手法とは若干異なり、ビーム単位で上述同様の処理を実行している。すなわち、各ブロック単位で処理を行うのではなく視線をビームに一致させてビーム単位での時系列順に沿ったデータ処理が実現されている。

【0037】S101では、特定のビームアドレス（方位）に対して超音波ビームが形成される。S102で

は、ブロック番号を示す $i$ に0が代入され、S103においてはブロック $i$ 内（区間 $i$ 内）において当該超音波ビーム上におけるエコーデータに対する所定の演算が実行される。その所定の演算は上述したように例えばボリュームレンダリング法に基づく演算でありあるいは積算法に基づく演算などである。このS103によって当該ビーム上における区間ごとの演算結果が求められることになる。

【0038】S104では、図2（B）に示したように例えば血管部位のみを抽出するため演算結果に対する反転二値化処理が実行される。すなわち、各演算結果としきい値とが比較され、しきい値を超える演算結果が最低輝度に変換され、しきい値を下回るエコーデータは最高輝度に変換される。もちろん、抽出臓器が背景臓器よりも高いレベルを有するものである場合には反転処理を行う必要はない。

【0039】現在処理を行っている区間の演算結果に対して反転二値化処理が行われると、S105では、その結果としてその区間の演算結果が最高輝度に変換されたか否かが判断される。ここで、最高輝度に変換されたか判断された場合、S108が実行され、一方、最低輝度に変換されたか判断された場合にはS106が実行される。S106では、ブロック番号が最終の番号に到達したか否かが判断され、到達していない場合にはS107において $i$ が1つインクリメントされ、S102からの各工程が繰り返し実行される。そのような繰り返し実行の途中でS105において最高輝度が判定されると、処理がS108に移行する。これにより例えば血管部の検出以降についての演算を省略することが可能となる。

【0040】S108では、当該ビームアドレスに対応付けて最高輝度が判定された区間の番号すなわちブロックの番号 $i$ が格納される。

【0041】S109では、最終ビームまで到達したか否かが判断され、到達していない場合にはS110においてビームアドレスが変更され新しいアドレス上において超音波ビームが形成され、上述同様の処理が繰り返し実行される。そして、S111においては各ビームアドレスすなわち本実施形態においては各視線ごとに画素値のマッピングが行われる。具体的には、例えば図6に示されるようなブロックの深さに相当する $i$ と画素値の大きさ $I$ との関係式にしたがって各視線ごとに画素値が決定される。これにより、例えば図5に示されるようなマッピングイメージ106が構成される。すなわち各視線ごとに $i$ に対応した画素値が与えられ、それらの全体により三次元超音波画像が構成される。S112においてはそのような超音波画像が表示部24に表示される。ちなみに、図6に示されるように $i$ と $I$ との関係式は例えば符号301、302で示すように各種のものを選択利用可能である。

【0042】図7に示したフローチャートにおいて、S103はブロック分割手段としての機能を包含するものであると位置づけられる。また、S104及びS105は組織抽出手段としても位置づけられる。そして、S111は合成手段として位置づけることが可能である。また別の観点からみれば、S103及びS104が中間画像生成手段として位置づけられる。なお、ブロックの深さ幅としては例えば10～20画素を設定するのが望ましい。

【0043】上記の実施形態によれば、例えば血管を抽出する場合においてもドブラ情報を利用することなく、エコーデータのレベルそのものを利用して画像化が可能であるので演算速度を高めることができ、また三次元的に走行する血管の様子をより明確に表現できるという利点がある。

【0044】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、周囲組織と輝度差が少ない組織を明瞭に画像表現するこ

とが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 従来手法に基づく演算結果の問題を示すための説明図である。

【図2】 本発明の原理を説明するための図である。

【図3】 本発明の原理を説明するための図である。

【図4】 本実施形態に係る超音波画像処理装置の全体構成を示すブロック図である。

【図5】 マッピングイメージを示す説明図である。

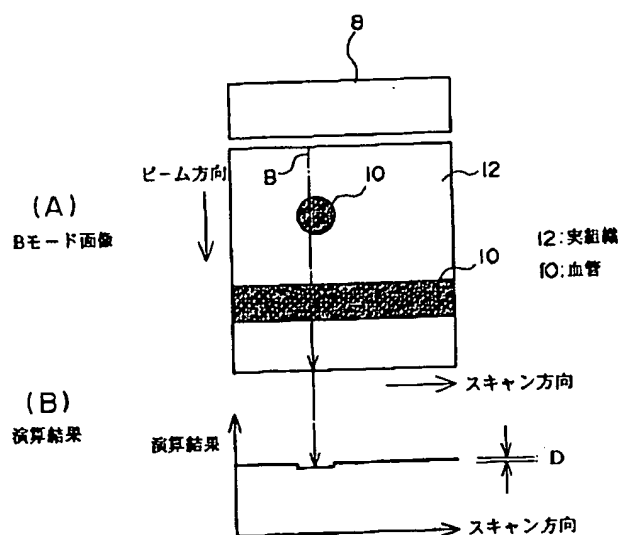
【図6】 重み付け条件を示す図である。

【図7】 画像形成部における具体的な処理内容を示すフローチャートである。

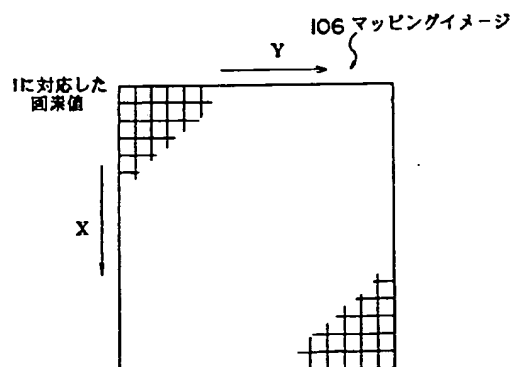
【符号の説明】

8 三次元エコーデータ取込用探触子、10 血管、12 実組織、14 送受信部、16 走査制御部、18 画像形成部、20 しきい値設定器、22 ブロック幅設定器、24 表示部、100 ボクセル空間、102 中間画像、104 合成像。

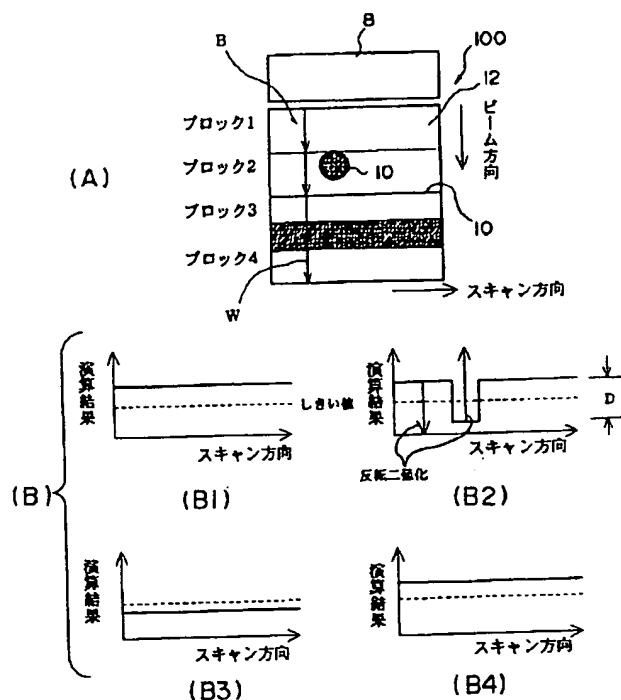
【図1】



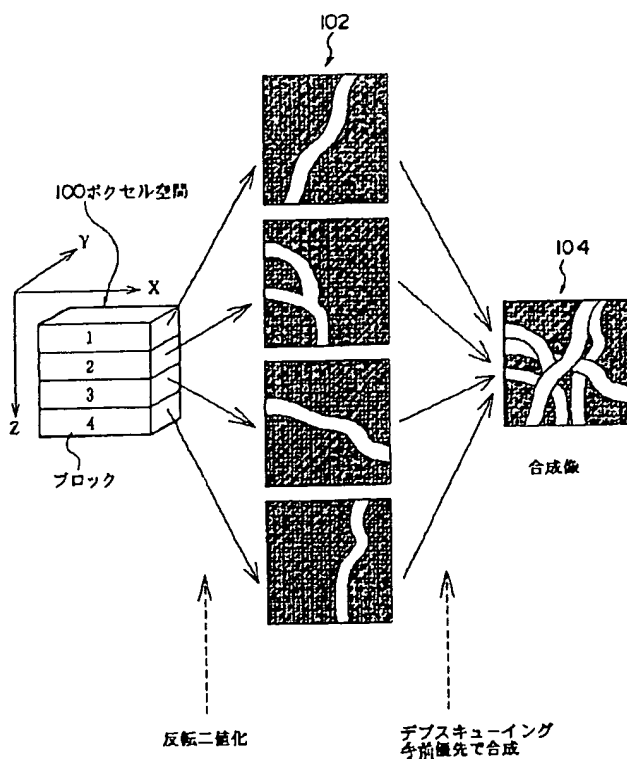
【図5】



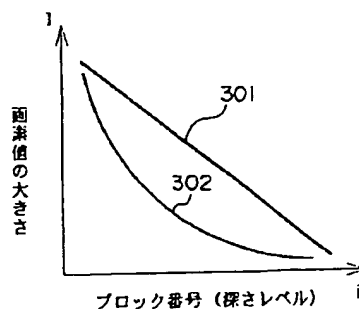
【図2】



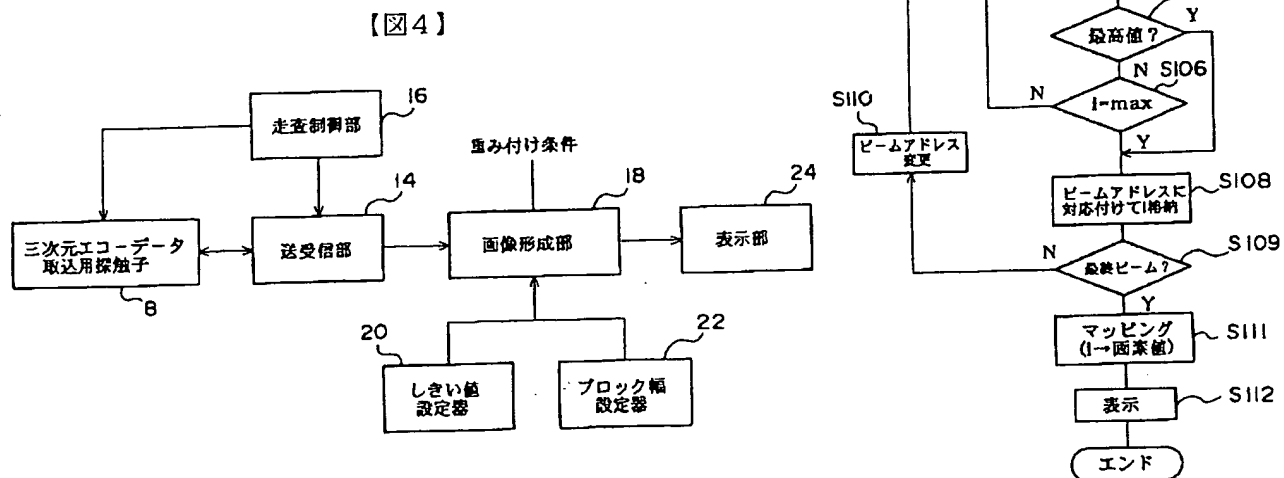
【図3】



【図6】



【図7】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C301 BB13 BB22 BB28 BB29 EE20  
 GB02 JB23 JC14 KK17  
 5B057 AA07 BA05 CA13 CB13 CE08  
 CE20 DA08 DB03 DB08  
 5C054 AA01 AA05 CA08 CF05 FC05  
 FC12 FD01 HA12  
 5J083 AA02 AB17 AE08 BE19 BE60  
 CA12 DC05